

Inventor: KAN
Atty docket: 9500-1
A noninvasive blood
pressure measuring
method & apparatus

证 明

本证明之附件是向本局提交的下列专利申请副本



申 请 日: 1999 04 21

申 请 号: 99 1 05671.X

申 请 类 别: 发明专利

发明创造名称: 无创伤连续测量血压的方法和装置

申 请 人: 陆渭明

发明人或设计人: 陆渭明



中华人民共和国
国家知识产权局局长

王景川

2001 年 9 月 30 日

权 利 要 求 书

1、一种无创伤连续测量血压的方法，其采用一个血管容积检测装置检测出被测动脉的容积脉波，先在开环工作状态下控制一个加压装置对被测动脉进行外部加压，使得被测动脉血平均容积达到不存在任何周向张力的无载状态，
5 然后进入闭环工作状态接通一个伺服放大电路将这个容积脉波加以放大，并用它去进一步控制加压装置的压力，当这个控制使得被测动脉的容积脉波的振幅趋于零而其容积完全被嵌定在其无载状态时的容积时，利用压力传感器连续测出加压囊体的压力值来连续表示被测动脉内血压值，其特征不在于对动脉血管进行容积检测和外部加压的部位位于手腕的适当部位上，并且仅仅检测和压迫手腕
10 挠动脉和尺动脉之中的一根动脉：本方法的操作过程如下：

A、利用一固定装置将上述加压装置压于手腕部测动脉的皮肤表面，由该固定装置确定血管容积检测装置相对于被测动脉的位置保持不变；

B、接通反馈—控制系统至工作状态，使进入上述开环的闭环的控制。

2、根据权利要求1所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征不在于
15 所述的动脉加压装置的加压中心应对准手腕部的处于最表浅处的挠动脉或尺动脉。

3、根据权利要求1所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征不在于对被测动脉加压的加压面积的直径应为被测手腕直径的 $1/2-1/3$ ，以保证其压力能充分地传到被测动脉所在的深度，同时又要避免压迫到另一根动脉和造成
20 囊体容积过大以至于使囊体中的压力不能得到快速控制。

4、根据权利要求1所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征不在于所述的动脉加压装置应被用一个具有一定的硬度和一定的弹性的固定装置稳固在上述的手腕位置上。

5、根据权利要求4所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征不在于
25 所述的固定装置与手腕的有效接触面积应为加压装置的加压面积的3倍以上。

6、根据权利要求1所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征不在于

所述的血管容积检测装置的检测范围的中心也方兴未应对准被回压装置所压迫的最表浅表处的动脉。

7、根据权利要求1所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征在于应固定手掌相对于手腕的角度，以及手腕相对于前臂靠近肘关节部分角度。

5 8、根据权利要求1所述的一种无创伤连续测量血压的方法，其特征在于对动脉血管进行的容积检测和外部加压可以在挠动脉和尺动脉两根动脉上交替地进行。

9. 一种基于权利要求1所述的无创伤连续测量血压的方法的装置，包括有一个对被测动脉进行容积检测和外部加压的装置，以及一个测量-反馈控制系统，其特征在于所述的对被测动脉进行容积检测的装置是一个对手腕部的挠动脉和尺动脉之中的一根动脉进行容积检测的光电探头，而对被测动脉进行外部加压的装置是一个对手腕部被上述的光电容积探头所检测的同一根动脉进行外部加压的局部加压囊体。所述的光电容积探头和加压囊体被设置在一固定装置上。

15 10. 根据权利要求9所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的加压囊体呈扁平状，其直径可选为手腕直径的 $1/2 \sim 1/3$ ，加压囊体的朝向手腕的内侧壁采用薄而柔软、具有一定弹性的半透明材料作成，并使其具有向内侧凸出的形状，而这个囊体的沿圆周一圈的壁和朝向外侧的壁采用具有一定硬度的材料做成。

20 11. 根据权利要求9所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的加压囊体的固定装置可为一个具有一定的硬度和一定的弹性的固定绑带，它的两端的固定应采用具有不可伸缩性的装置。

25 12. 根据权利要求9或11所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的绑带的宽度对于一般成人应大于 50 mm，其朝向手腕的面应具有于手腕相吻合的凹凸形状。

13. 根据权利要求9或11所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特

征在于所述的加压囊体可与绑带做成一体，即在绑带的朝向手腕的面的、对应于加压囊体的位置上加工出一个直径与囊体直径相同的扁平凹坑，将所述的用半透明材料作成的囊体内侧壁的边缘与绑带的凹坑的边缘密封接合。

14. 根据权利要求 9 所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的光电容积探头可以是一个由发光器件和光电器件构成的反射式光电传感器，所述的发光器件和光电器件被以 5-10 mm 的间隔沿囊体固定绑带的长度方向固定加压囊体内侧壁的内表面，且两器件连线的中点对准所述的内侧壁的中心。

15. 根据权利要求 9 所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的固定装置还包括有一手腕固定托。所述的手腕固定托是由具有一定强度的硬质材料做成的托板，它的长度和宽度应保证覆盖从手指基节至接近肘关节的整个手背、手腕以及前臂的背侧半面，而它的形状应保证它的内侧面能与手背、手腕背侧以及前臂背侧的形状相吻合。

16. 根据权利要求 9 或 15 所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的手腕固定托上固定有几根小绑带，且固定托的内侧面粘有一层软质材料的衬垫。

17. 根据权利要求 9 或 15 所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的手腕固定托可以采用多块托板拼成，这些托板之间采用可调节的连接机构相互连接。

18. 根据权利要求 9 所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的测量-反馈控制系统是采用一种基于血管无载法连续测量血压的测量-反馈控制系统。

19. 根据权利要求 9 或 14 所述的一种无创伤连续测量血压的装置，其特征在于所述的光电容积探头内藏的加压囊体可以被在手腕部的挠动脉和尺动脉上分别各固定一个，并利用一个切换装置使它们交替地对挠动脉和尺动脉进行容积检测和外部加压。



99.04.21

8

20. 根据权利要求 9 所述的一种无创伤连续测量血压的装置, 其特征在于所述的测量-反馈控制系统或其中的一部分可以与于所述的加压囊体的固定装置做成一体。

说明书

无创伤连续测量血压的方法和装置

本发明有关一种探测血压或血流的方法和装置，具体地是一种基于血管无载法原理的无创伤连续测量人体动脉血压的方法和装置。

5 为了连续测量人体每时每刻的动脉血压，以便不间断地监视和追踪人体血压的瞬间变化，多年来，临床上传统采用在浅表动脉血管（最多的是手腕的挠动脉）中插入导管，把动脉血液引入压力传感器进行直接测压的方法。由于这种传统的方法是有创伤的，始终存在着操作复杂，给病人造成痛苦（故这种测压方法只能在麻醉状态下进行），特别是使用后易引起出血、感染、血栓形成、
10 栓塞以及神经损伤等并发症或后遗症等问题。

为此，近些年来人们研究了多种无创伤连续血压测量方法，其中最引人瞩目的是一种被称作“血管无载法”（或“容积嵌定法”、“容积补偿法”）的方法。基于这种方法，国外曾开发出了数种血压测量装置（Cs133205, 1969; US4510940; US4524777, 1985; US4869261, 1989 等），其中有的还被商品化（如 Finapres
15 TM2300, Ohmeda）。按照这种方法无创伤连续测量血压时，一般采用一个光电探头检测出被测动脉的容积脉波（即由于动脉血管壁随其中血压波搏动产生的动脉容积的变化），同时控制一个固定在被测动脉上方的皮肤表面上的气囊（或水囊）中的压力，使得被测动脉的血管壁除了在内侧受到本来的血压波作用外，同时在外侧还受到外来的压力作用，进而使得被测动脉的容积脉波发生变化。
20 当这个反馈控制使得被测动脉的容积脉波变化至某一特征（例如它的振幅或容积脉波上人为叠加上去的微小振动波的振幅达到最大，或者它的曲线的下降段表现出向下凹、它的基线高度（平均值）下降至该动脉开始排空时的基线高度的1/3 等）出现时，说明这时被测动脉的血管壁已是在其最柔软、即无任何周向张力的所谓“无载状态”下搏动。这时接通一个伺服放大电路将这个容积脉波
25 加以放大，并用它去进一步控制气囊（或水囊）的压力，使得加在被测动脉血管壁外侧的压力不仅在波形的形状上、而且在波形的大小上都与该动脉内的血

压波完全相同，即被测动脉血管壁的内外两侧的受力达到动态平衡时，被测动脉的血管壁将不再随血管内的血压波搏动，其血管容积将被嵌定在其无载状态时的容积上。这时只要用压力传感器连续测出气囊（水囊）的压力值，即可实现连续血压测量。

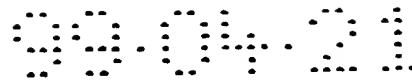
- 5 由于使用这种方法操作简便，无需校准，且测量结果不易受病人体动干扰的影响，因而相对来说是一种宜于临床应用的无创伤连续血压测量方法。但是这种方法也存在下列问题：①这种方法一般被用在手指上来测量手指动脉压。这主要是由于在手指上便于实现光电血管容积波检测，也便于固定，同时对肢体压迫的影响也较小。但手指动脉属于对血流阻力大的末梢小动脉，因而手指
- 10 部位的血压与一般临床上判断病人血压是否正常时所用的所谓“全身血压”（即靠近心脏的大动脉的血压）相比，即使在正常情况下也要低 10 mmHg 左右，若在动脉硬化情况下这个差可达数十 mmHg。更重要的是由于小动脉血管壁中的平滑肌成份比大动脉血管壁中的大，而这些血管平滑肌成份极易受各种因素（比如寒冷、麻醉等）的影响产生收缩或舒张，造成小动脉中血压大幅度变化，以
- 15 至于在许多场合用手指动脉测得的血压值根本不能被用来反映病人全身血压。尤其当遇到病人的循环功能很差的场合，手指动脉有时会出现血管平滑肌极度收缩造成动脉内失血，以至于在手指上无法测量血压。②该方法对手指动脉加压时一般采用圆管形气囊（水囊）对手指的中节或基节进行全周加压。由于连续测量血压过程中，气囊（水囊）中的压力总是保持在手指动脉的收缩压与舒
- 20 张压之间变动，虽然这种压力对于被压部分的动脉只会引起血流一定程度的下降而不会造成血流阻断，但是会使被压部分的所有静脉血管和毛细血管血流完全阻断，引起被测部下游手指淤血，因而不适于长时间连续使用。针对上述问题①，曾有人进行过将这种血管无载原理用于上臂部位来测量肱动脉血压的尝试。其结果表明，这样做虽然能够测得接近大动脉的全身血压，但由于在上臂
- 25 处肱动脉的位置很深，要充分地压迫肱动脉必须对上臂进行全周或接近全周的加压，因而在很短的时间内就会使得其下游的整个前臂和手部的血液循环受到

严重的影响；另外，针对上述问题②，也曾有人进行过将这种血管无载原理用于头部来测量颞动脉血压的尝试。其基本出发点是头部具有丰富的动脉、静脉网，如果采用一个小的气囊（水囊）仅压迫颞动脉，即使长时间连续测量血压也不会使头部血液循环受到影响。但实际上在颞动脉处气囊固定困难，特别是固定用的绑带会压迫头部后侧的枕骨动脉和枕骨静脉，长时间连续使用也会引起病人的头痛，眩晕等症状。而且颞动脉也属于末梢小动脉，在颞动脉上测得的血压值也不能被很好地用来反映病人的全身血压。

本发明的目的是提供一种无创伤连续测量血压的方法和装置，它能正确地测量人体的全身血压，而且对被测部位下游的血流循环基本上没有影响。

为达到上述目的，本发明采用的解决方案是：把现有的血管无载法的测量部位，即对动脉血管进行容积检测和外部加压的部位改到手腕的适当部位上，并且采用一个局部加压装置仅仅压迫手腕两根动脉（挠动脉和尺动脉）中的一根动脉。

本发明基于：①挠动脉或尺动脉的直径虽然较上臂处肱动脉的直径略小，但远大于手指动脉和颞动脉等小动脉的，而且挠动脉或尺动脉的血管壁中的平滑肌成份少于手指动脉和颞动脉中的，故挠动脉或尺动脉的血压比手指动脉和颞动脉的更接近人体全身血压，受各种因素的影响也要小的多。并且即使是在病人的循环功能很差的场合，在挠动脉或尺动脉上一般也总能测出血管容积波，而不会出现血压测量无法进行的情况。特别是，由于手腕动脉的上述特点以及手腕部便于操作等原因，手腕部位的挠动脉有创直接测压多年来一直被世界各国作为最常用的血压测量方法应用于手术和危重病监护，以至于手腕动脉的血压值历来被临床医务人员习惯作为最可靠、最准确的人体全身血压的判据，因而在手腕部位利用血管无载法无创伤连续测量血压具有极高的临床使用价值。②正常人在手腕处较大的动脉和静脉都在两根以上，其中两根动脉（挠动脉和尺动脉）在手掌内部被通过两个动脉弓相互连通，数根静脉在手的背部也被通过手背静脉网相互连通。这些血管之间的相互连通保证了即便使手腕部



的某根动脉或 / 和部分静脉被长时间阻断，但另一根动脉和其他大部分的静脉仍能血流畅通时，手部的血液循环也基本上不会受到影响。因而，在手腕挠动脉和尺动脉中的一根动脉上利用血管无载法能够实现长时间的无创伤连续血压测量。事实上，由于挠动脉和尺动脉在穿过手腕部位时位置表浅，且相距较远，数根静脉在手腕部位的分布也很分散，要在手腕部做到仅仅对一根动脉进行充分压迫的同时还能保证另一根动脉和其他大部分的静脉血流畅通是不难实现的。另外，在手腕部实施这种无创伤连续血压测量的话，显然还有操作方便、加压装置易于固定等优点。

附图图面说明：

10 图 1 是本发明的一个实施例的总框图。

图 2 是图 1 所示的实施例中腕部装置的示意图。

图 3 是图 2 的腕部装置在与手腕垂直的方向上、过腕部装置中的外部加压气囊的正中所做的横断面图。

图 4 是本发明的第三种实施例的工作原理图。

15 图 5 是本发明的第四种实施例的结构示意图

下面用实施例对本发明作进一步的详细说明。

图 1 是本发明的一个实施例的总框图。它表明本实施例包括两大部分，其中第一部分是一个腕部装置 1，主要是对腕部动脉进行容积检测和外部加压的装置；第二部分是一个测量 - 反馈控制系统 2。为了重点说明本发明是如何在手腕部实现利用血管无载法无创伤连续血压测量的，本实施例中的第二部分测量 - 反馈控制系统 2 直接采用了现有的早期产品 Finapres TM2300 中的测量 - 反馈控制系统。

首先对该实施例中的第一部分——腕部装置 1 进行说明。如图 2 和图 3 所示，在本实施例是对手腕部的挠动脉 11 和尺动脉 12 中的挠动脉进行容积检测和外部加压，从而实现挠动脉的连续血压测量的。这个腕部装置 1 包括挠动脉加压气囊 3，气囊固定绑带 4，挠动脉容积探头 5 以及手腕固定托 6 共四个部分。



挠动脉加压气囊 3 是一个扁平的圆形气囊。为了保证这个气囊的压力能充分地传到挠动脉 11 所在的深度，一方面，这个气囊的固定位置应使得它的中心能够对准手腕部的处于最表浅处的挠动脉；另一方面，这个气囊的直径应充分地大，但过大会同时压迫到另一根尺动脉 12 和其他静脉血管，同时会增加气囊的容积，从而使得气囊中的压力难以得到快速控制，故这个直径可选为手腕直径的一半（例如对于一般成人可选在 30-40 mm）。另外，为了保证这个气囊 3 在充气后不至于因膨胀而在它的壁中产生周向张力而影响对挠动脉的有效压迫，这个气囊的朝向内侧（手腕）的壁 7 采用薄而柔软、具有一定弹性的半透明材料作成，并使其具有向内侧凸出的形状，而这个气囊的沿圆周一圈的壁和朝向外侧的壁采用具有一定硬度的材料做成。

气囊固定绑带 4 被用来把加压气囊 3 固定在上述的手腕位置上。实际上，为了简化结构，本实施例把气囊 3 与绑带 4 做成了一体，即采用有一定厚度和硬度的绑带，在其朝向手腕的面的对应于气囊的位置上加工出一个直径与气囊 3 直径相同的扁平圆坑，然后把上述用薄膜做成的气囊内侧壁 7 的边缘粘合在绑带 4 的凹坑的边缘上，从而利用这个用薄膜做成的气囊内侧壁 7 和绑带 4 上这个具有一定硬度的空腔构成上述的气囊 3。由于在利用血管无创法连续测量血压时上述气囊 3 的内压将按照挠动脉 11 的血压做脉动变化，为了保证这个气囊的位置在这种大的脉冲内压的作用下也不至于发生任何方向的跳动而造成反馈控制系统自激振荡，这个绑带 4 在整体上都应具有一定的硬度，且它的两端的固定应采用具有不可伸缩性的装置。在本实施例中，这个绑带 4 的两端被利用尼龙搭扣 8 固定在手腕固定托 6 上。另外，这个绑带 4 的材料还应具有一定的弹性，以便当手腕在受到长时间连续压迫后略微变细时，其回弹性能还能使得它能把气囊紧固在手腕上而不会发生松动。另一方面，为了保证仅由气囊 3 充分压迫被测的挠动脉，而尽可能地减小绑带 4 对手腕其他部分的压强，以免阻断另一根尺动脉和大部分的静脉从而影响其下游手部的血液循环，这个绑带与手腕的有效接触面积应大于气囊 3 的加压面积的 3 倍，为此应采用尽可能大

的绑带宽度（对于一般成人应大于 50 mm）并使得绑带朝向皮肤的面具有于手腕相吻合的凹凸形状。

挠动脉容积探头 5 是一个反射式光电传感器。为了便于利用绑带 4 将该探头与上述气囊 3 一起固定到手腕上，并且不妨碍气囊贴紧手腕表面，这个探头被内藏在上述气囊的内部。这个探头由一个发光器件 9 和一个光电器件 10 构成。这两个器件 9 和 10 被以 5-10 mm 的间隔粘贴在上述气囊 3 的用半透明薄膜作成的内侧壁 7 的内表面。粘贴时，应使得发光器件 9 的发光面和光电器件 10 的受光面朝向薄膜内侧壁 7 的内表面，并使得这两个器件 9 和 10 之间的连线与挠动脉走行方向相垂直，即沿着绑带的长度方向；同时使连线的中点对准薄膜内侧壁 7 的中心，以保正当气囊 3 的中心对准手腕最表浅处的挠动脉 11 时，这两个器件 9 和 10 能够在手腕皮面上位于挠动脉的两侧，便使该容积探头的检测范围的中心正好对准挠动脉。当容积探头 5 被用于检测挠动脉 11 的血管容积变化时，其中的发光器件 9 发出的光透过气囊 3 的用半透明薄膜作成的内侧壁 7 射入手腕内部，经其中挠动脉 11 和周围软组织反射到光电器件 10 中。由于挠动脉 11 的血管容积变化会造成反射到光电器件 10 中的光强度变化进而使光电器件 10 的输出电流产生变化，由此容积探头 5 便会将挠动脉的容积随血压波的变化转换成挠动脉容积脉波信号输出。

手腕固定托 6 被用来固定手掌相对于手腕的角度，以及手腕相对于前臂靠近肘关节部分角度，以保证在长时间连续测量血压的过程中被测者出现任何体动时，加压气囊 3 和容积探头 5 相对于挠动脉 11 的位置始终保持不变。同时，这个固定托的使用还可以起到分散固定气囊用的绑带 4 对手腕背侧的压力的作用。这个手腕固定托 6 是一块用有一定强度的硬质材料做成的托板，它的长度和宽度应保证覆盖从手指基节至接近肘关节的整个手背、手腕以及前臂的背侧半面，而它的形状应保证它的内侧面能于手背、手腕背侧以及前臂背侧的形状相吻合（因此，为了适应不同长短、粗细的前臂，需分别做几种固定托备用）。这个手腕固定托 6 上固定有几根末端缝有尼龙搭扣的小绑带 15 用于将被测者

的前臂、手腕和手绑在这个手腕固定托 6 中。为避免固定托过硬造成被测者不舒适,可在固定托的内侧面粘一层软质材料的衬垫 16,但这一衬垫不宜过厚、过软,否则会影响手腕的固定效果,同时还会在当气囊内压随血压作大幅度脉动变化时,出现手腕在气囊的脉动内压作用下产生跳动以至于反馈控制系统产生自激振荡。

下面说明上述的腕部装置 1 在本实施例中是如何被用来进行挠动脉无创伤连续血压测量的。如图 1 所示,在利用上述的腕部装置 1 进行挠动脉血压测量时,须将该腕部装置与一个以血管无载为控制目的的测量-反馈控制系统 2 相接合。在本实施例中,这个测量-反馈控制系统 2 采用早期的一种基于血管无载法原理无创伤连续测量手指血压产品 Finapres 中的测量-反馈控制系统。结合的方法非常简单,即把该腕部装置 1 中挠动脉容积探头 5 中的发光器件 9 和光电器件 10 的引线分别与 Finapres 的测量-反馈控制系统中本来用于给手指动脉容积探头中的发光器件供电的输出端(该输出端在图 1 中被省略)和光电器件的容积信号输入端 17 相连接,同时把该腕部装置 1 中挠动脉加压气囊 3 的导气管与 Finapres 的测量-反馈控制系统中的电压-气压转换装置中本来用于给手指动脉加压气囊供气的导气管 18 相连接。

使用由上述的腕部装置 1 和 Finapres 中的测量-反馈控制系统 2 两部分组成的实施例对挠动脉血压进行无创伤连续测量时,首先将被测者的手背、手腕以及前臂固定在腕部装置 1 中的手腕固定托 6 中,然后再把腕部装置中的气囊 3 的中心对准被测手腕挠动脉 11 的最表浅处后,将气囊固定绑带 4 缠绕在手腕部,并将固定绑带的两端利用尼龙搭扣 8 与手腕固定托 6 固定在一起。在完成上述固定和连接后启动测量-反馈控制系统 2 进入自动工作状态。其中血压连续测量开始时,为了找到并记下被测者的挠动脉在无载状态时的容积,测量-反馈控制系统 2 首先把工作状态开关 19 接到“开环”位置。在这个开环工作状态下,腕部装置 1 中的容积探头 5 将挠动脉的血管容积随血压波的变化转换成挠动脉容积波,同时系统中的气囊压力设定电路 20 开始自动地调节供

给电压-气压转换器 21 的电压,使腕部装置 1 中的气囊 3 开始对挠动脉 11 外部加压。随着挠动脉外部压力的增加,挠动脉容积波的振幅和形状都将发生变化。当挠动脉容积波的振幅达到最大时,说明挠动脉血管容积随血压波的变化已是在该血管无载状态容积的上下变化了。这时系统会使气囊压力设定电路 20 停止对气囊 3 的压力调节,并使得一个无载容积记忆电路 22 记下这时挠动脉容积波的平均值(直流成份)作为被测者挠动脉的无载状态容积 V_0 。在找到并记忆下作为被测者挠动脉的无载状态容积 V_0 后,测量-反馈控制系统 2 自动地把工作状态开关 19 接到“闭环”位置,并逐渐增加其中伺服放大电路 23 的增益,把容积探头 5 检测到的挠动脉在这个无载状态容积附近的容积波与被无载容积记忆电路 22 记下来的无载容积 V_0 通过一个比较电路 24 相减得到的差(即挠动脉血管容积波的交流成份)加以放大,并驱动电压-气压转换器 21 去控制气囊 3 进一步从外部对挠动脉 11 施加波形与其内部血压波形一样的压力,使得挠动脉随内部血压波产生的容积波的幅度开始变小。由于当伺服放大电路 23 的增益被调节到使气囊 3 加在挠动脉 11 外部的压力不仅在波形的形状上,而且在波形的大小上也完全与挠动脉内部的血压波形相同,即挠动脉血管壁的内外两侧的受力达到动态平衡时,挠动脉的血管壁将不再随血管内的血压波搏动,挠动脉的血管容积将被完全嵌定在其无载状态容积 V_0 上。所以在闭环工作状态下,只要令系统在逐渐增加伺服放大电路 23 的增益同时找到挠动脉 11 的容积波振幅最终趋于零的时间点,就可以肯定由此开始加压气囊 3 内的气压在任何时刻都与挠动脉 11 内的血压相等,这时用与加压气囊 3 相连的压力传感器 25 连续测量加压气囊 3 的内压即可实现挠动脉血压的无创伤连续测量。

以上所列举的只是本发明的一个实施例。事实上本发明可以有多种实施和改进方案。

例如,在手腕部两根动脉中选择一根连续测量血压不一定非要选择挠动脉不可,作为本发明的第二种实施例,也可选择手腕部的尺动脉作为被测动脉,



5

10

15

20

说明书附图

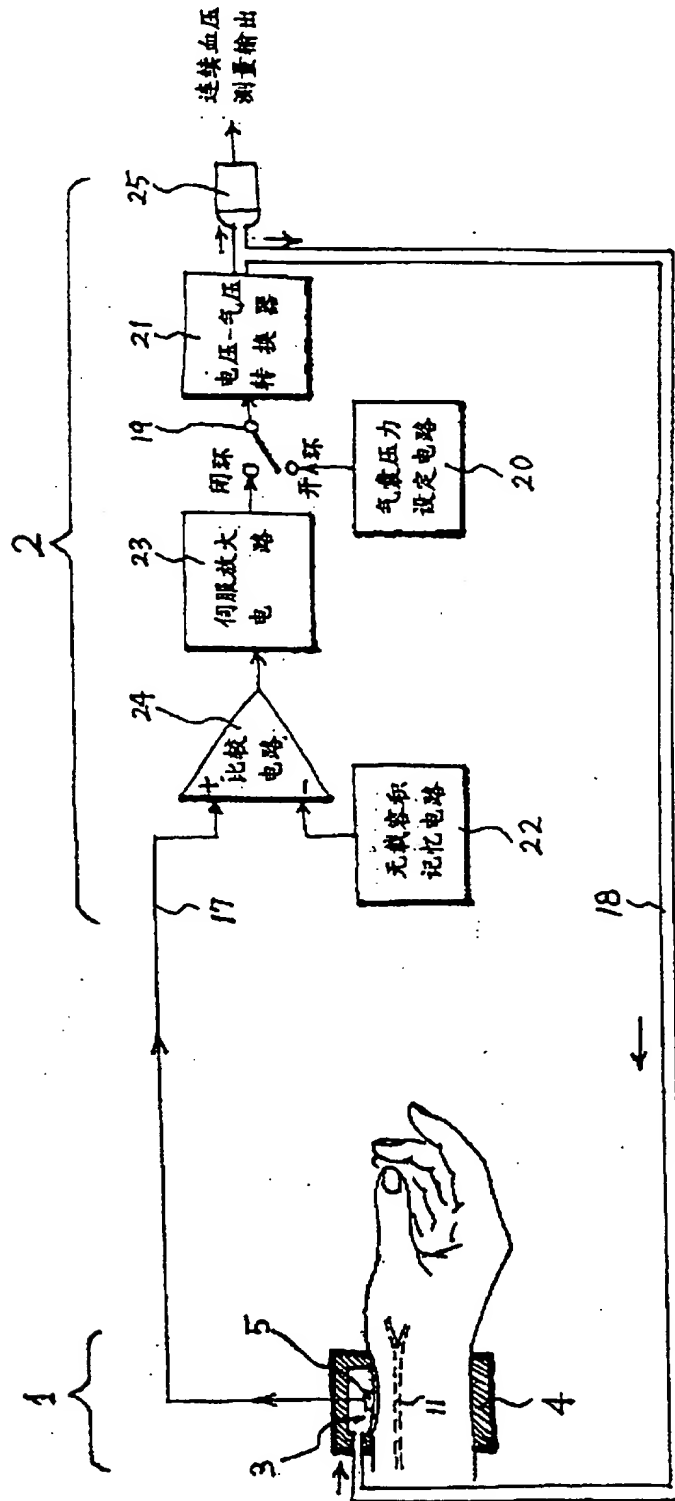


图 1

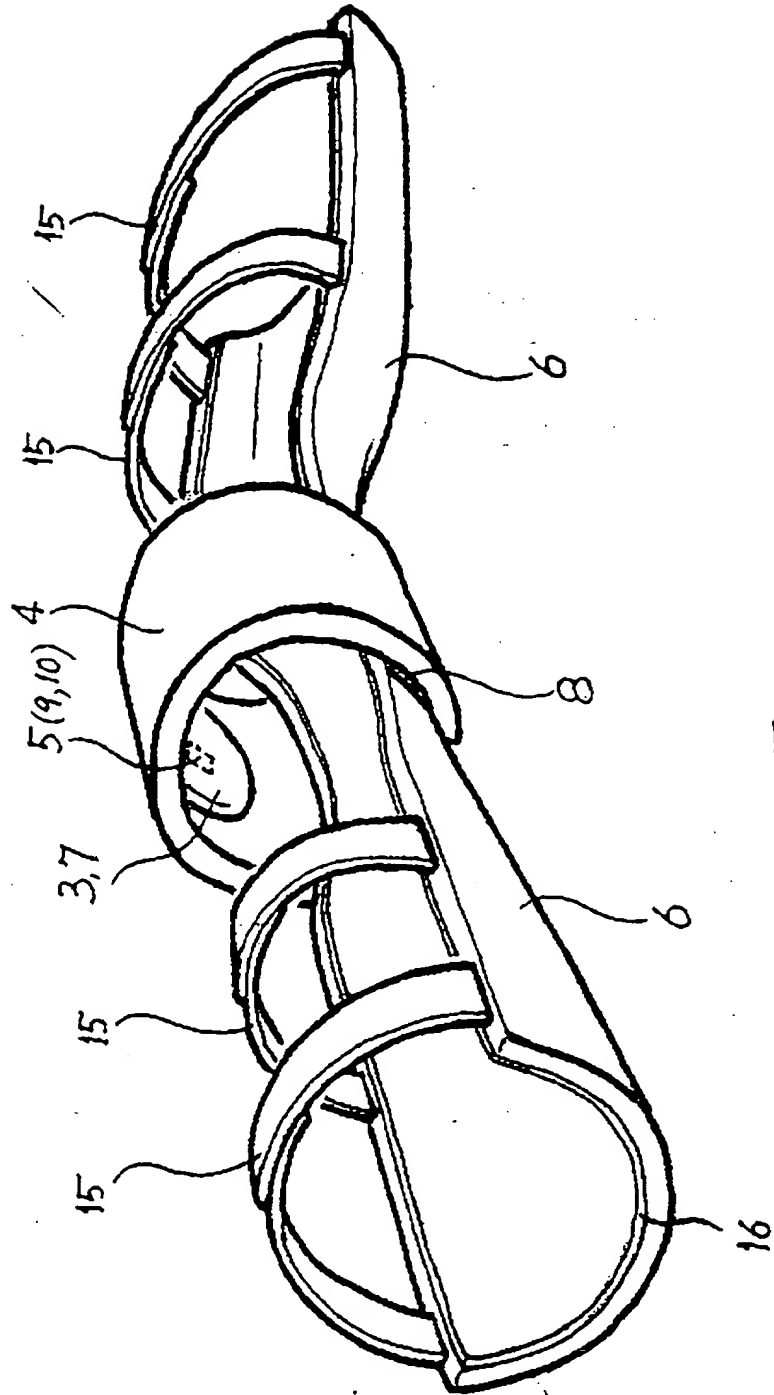


图 2

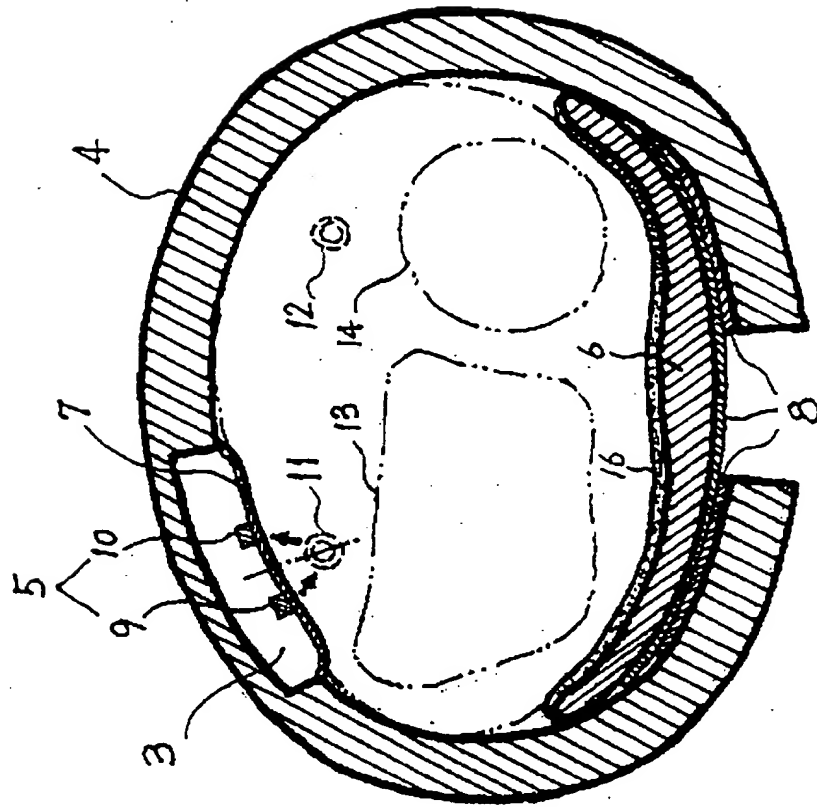


图 3

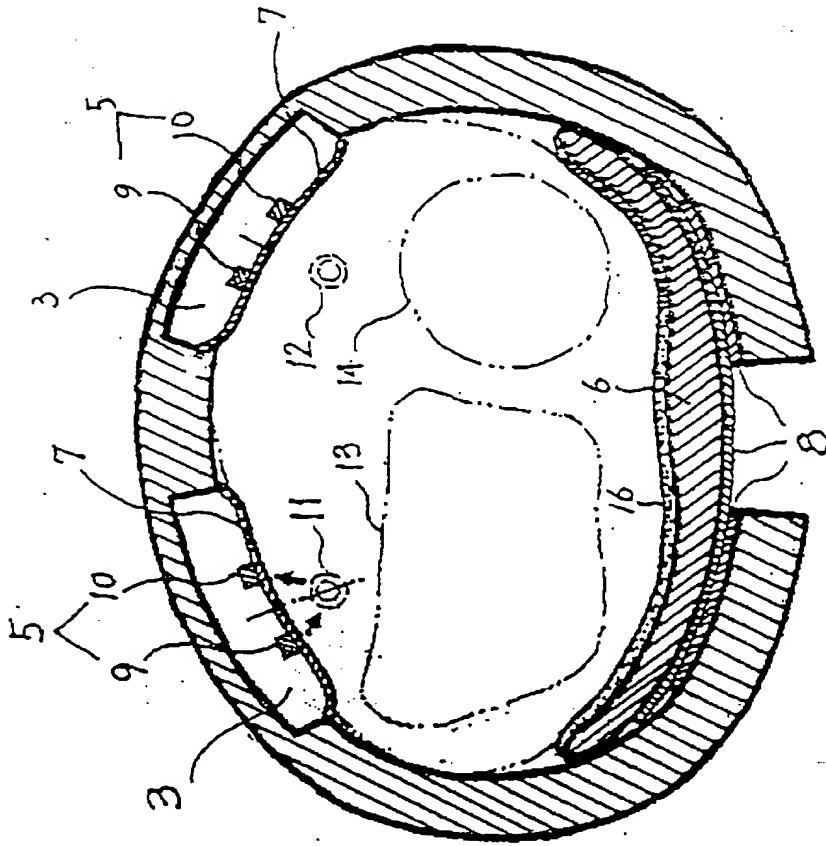


图 4

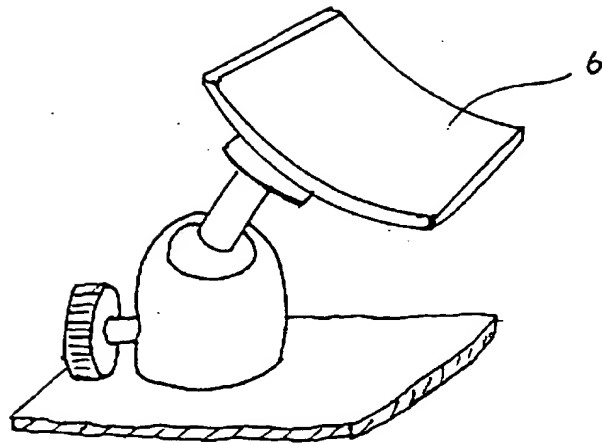


图 5